

DRILL FOR BORING

Publication number: JP6304187

Publication date: 1994-11-01

Inventor: SAWADA SHIGEO; KANEKO NORIO

Applicant: NIPPON KOGAKU KK

Classification:

- International: A61C3/02; A61C8/00; A61C3/02; A61C8/00; (IPC1-7):

A61C8/00; A61C3/02

- European: A61C8/00T

Application number: JP19930101200 19930427

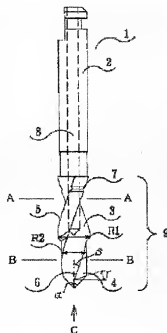
Priority number(s): JP19930101200 19930427

Report a data error here

Abstract of JP6304187

PURPOSE: To bore a bone so as to be surely fixed with a medical implant.

CONSTITUTION: A blade part 9 of the drill for boring is composed of two to four blades of front end blade parts 4 on spirals and rear end blade parts 3. The front end angle alpha of the front end blade parts 4 is set within a 60 to 150 deg. range, the rake angle beta -5 to 40 deg. and the relief angle gamma 1 to 20 deg. The diameter R2 of the front end blade parts 4 is set smaller than the diameter R1 of the rear end blade parts 3.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

特開平6-304187

(43) 公開日 平成6年(1994)11月1日

(51) Int. Cl.⁵

識別記号

序内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 C 8/00
3/02Z 7108-4C
Z 7108-4C

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平5-101200

(22) 出願日 平成5年(1993)4月27日

(71) 出願人 000004112

株式会社ニコン

東京都千代田区丸の内3丁目2番3号

(72) 発明者 澤田 茂雄

東京都千代田区丸の内3丁目2番3号 株式会社ニコン内

(72) 発明者 金子 則夫

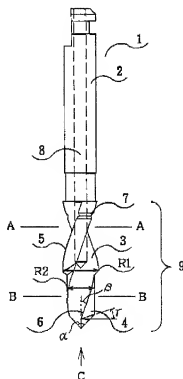
東京都千代田区丸の内3丁目2番3号 株式会社ニコン内

(54) 【発明の名称】 穿孔用ドリル

(57) 【要約】

【目的】 医療用のインプラントを確実に固定できるように骨を穿孔する。

【構成】 穿孔用ドリルの刃部9は、螺旋上の2から4枚刃の先端刃部4と後端刃部3から構成され、先端刃部4はその先端角 α が $60^\circ \sim 150^\circ$ 、すくい角 β が $-5^\circ \sim 40^\circ$ 、逃げ角 γ が $1^\circ \sim 20^\circ$ の範囲内で設定されている。また、先端刃部4の直径R2を後端刃部3の直径R1より小さく設定した。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 円柱状の支持部と刃先を有する刃部とからなる穿孔用ドリルにおいて、

前記刃部が螺旋状に形成され、該刃部の先端角が60°～150°の範囲内に設定されていることを特徴とする穿孔用ドリル。

【請求項2】 請求項1記載の穿孔用ドリルにおいて、前記刃部が、該刃部の先端に形成される先端刃部と前記刃部の後端に形成される後端刃部とで構成され、前記先端刃部の直径が前記後端刃部の直径より小さいことを特徴とする穿孔用ドリル。

【請求項3】 円柱状の支持部と刃先を有する刃部からなる穿孔用ドリルにおいて、前記刃部が螺旋状に形成され、該刃部のすくい角が-5°～40°の範囲内に設定されていることを特徴とする穿孔用ドリル。

【請求項4】 請求項3記載の穿孔用ドリルにおいて、前記刃部が、該刃部の先端に形成される先端刃部と前記刃部の後端に形成される後端刃部とで構成され、前記先端刃部の直径が前記後端刃部の直径より小さいことを特徴とする穿孔用ドリル。

【請求項5】 円柱状の支持部と刃先を有する刃部からなる穿孔用ドリルにおいて、前記刃部が螺旋状に形成され、該刃部の逃げ角が1°～20°の範囲内に設定されていることを特徴とする穿孔用ドリル。

【請求項6】 請求項5記載の穿孔用ドリルにおいて、前記刃部が、該刃部の先端に形成される先端刃部と前記刃部の後端に形成される後端刃部とで構成され、前記先端刃部の直径が前記後端刃部の直径より小さいことを特徴とする穿孔用ドリル。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、歯科または外科治療等において、インプラントを埋植するための孔を穿孔する際に用いるドリルに関する。

【0002】

【従来の技術】 歯牙欠損治療、顎顔面補綴、外科的治療等において、インプラントを骨に埋植する際、この骨にインプラントと同一形状の孔を穿孔していた。この穿孔に用いられるドリルは、例えば、刃部が螺旋状のもの、板状のもの、半円状のものが使用されていた。また、円柱状または円錐状の金属にダイヤモンド粒をコーティングしたものをドリルとして用いることもあった。これらの穿孔用ドリルは、それ自身が回転して骨を切削または削削することで、この骨にインプラント埋植用の孔を穿孔していた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、従来の穿孔用ドリルを用いてインプラント埋植用の孔を穿孔すると、

2

生体組織である孔周囲の骨組織が変質したり壊死を起こしたりして骨組織とインプラントとの固定がうまく進まないという現象が生じていた。そのため、インプラントの固定が成功する率が低かったり、固定が完了するまでの期間が長くなるという問題があった。また、回転による刃部の振れや刃部の切れ味等により穿孔時のドリルの操作性が悪く、正確な孔を穿孔することが難しかった。本発明は、このような問題を解決することを目的とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】 上記目的のために、本発明では、円柱状の支持部と刃先を有する刃部とからなる穿孔用ドリルにおいて、前記刃部を螺旋状に形成し、該刃部の先端角を60°～150°の範囲内に設定した（請求項1）。また、前記刃部のすくい角を-5°～40°の範囲内に設定した（請求項3）。さらに、前記刃部の逃げ角を1°～20°の範囲内に設定した（請求項5）。さらに、これらドリルの刃部を、該刃部の先端に形成される先端刃部と後端に形成される後端刃部とで構成し、前記先端刃部の直径が前記後端刃部の直径より小さくなるようにした。

【0005】

【作用】 本発明者らが、各種の骨の穿孔をin-vitroで実施したところ、ドリルの先端の先端角、すくい角または逃げ角（以下、すくい角に統一する）、逃げ角を適切な値に設定すると、穿孔作業による骨組織への過度の損傷や骨とドリルとの間の摩擦で生じる摩擦熱による骨組織の熱傷等が起こり難くなることが分かった。刃部先端の先端角は、60°～150°、特に80°～130°の範囲に設定すると望ましい結果が得られる。実施に際してはこの範囲内でドリルの使用目的にあわせて選択すればよい。すくい角は-5°～40°の範囲に設定すると望ましい結果が得られるが、手術時（穿孔時）のドリル回転振れや骨への食い込みの程度を考慮すると5°～15°の範囲が最適である。逃げ角は1°～20°、特に3°～12°の範囲に設定すると望ましい結果が得られる。逃げ角は、1°より小さくすると穿孔能力が落ち、また、20°より大きくすると骨への食い込みが生じやすく、骨組織に影響を与える恐れがある。

【0006】 このように、本発明ではドリルの先端の先端角、すくい角、逃げ角を適切な値に設定することで、穿孔作業による骨組織への過度の損傷や骨とドリルとの間の摩擦で生じる摩擦熱による骨組織の熱傷等が起こり難くしたので、骨組織の変質や壊死を防止できる。また、穿孔時のドリルの回転振れを抑えられることで操作性（作業性）も向上し、精度よく穿孔することが可能となる。

【0007】 なお、刃の枚数は2～8枚でよいが、穿孔時に骨との間に生じる抵抗を軽減するためには、2～4枚とするのが望ましい。また、ドリルの刃部を、刃部の先端に形成された先端刃部と後端に形成された後端刃部

とで構成し、前記先端部1の直径を前記後端部2の直径より小さくすると、穿孔時のドリルの回転振れをより少なくすることができる。

【0008】さらに、穿孔用ドリルの支持部から刃部にわたって貫通した注水用の貫通穴を設けて穿孔時にこの貫通穴に注水すると、摩擦によるドリルの発熱に対する冷却効果を高めることができる。また、刃部の刃先以外の刃部側面に面取りを施すと穿孔時の骨の損傷を少なくすることができる。以下、本発明の実施例を図1~4を参照して説明するが、本発明はこれに限られるものではない。

【0009】

【実施例】図1は、本実施例の穿孔用ドリルの正面図である。図2は、図1の穿孔用ドリルをC方向から見た図である。図3は、刃部9の断面図であり、図3(1)は図1のA-A断面図、図3(2)は図1のB-B断面図を示す。図1において、穿孔用ドリル1は図示していないモータに接続され回転することによって、骨に歯科用インプラントを埋植するための孔を穿孔(形成)する。穿孔用ドリル1は、円柱状に形成された保持部2と螺旋状に形成された刃部9とで構成されている。保持部2の一端は、前記モータに接続される。穿孔用ドリル1本体には、鉄、ステンレス、チタン合金、工具鋼、超硬合金等の材料を使用することが可能であるが、本実施例では錆の発生を考慮してステンレスを用いた。刃部9の表面は、必要に応じて酸化チタン(TiN)等からなるメッキ層で被覆するようにしてもよい。

【0010】刃部9は、直径R1が2.6mmの後端刃部3と、直径R2が2mmの先端刃部4によって構成されている。即ち、図2に示すように、刃部9の先端にある先端刃部4の直径R2は後端刃部3の直径R1よりも小さく設定され、 $R1 > R2$ の関係にある。また、後端刃部3および先端刃部4は、それぞれ螺旋状の刃先5、6を備えており、これらの刃先5、6によって顎骨が切削、研削される。なお、これらの直径R1、R2は埋植するインプラントの直径(大きさ)に応じて設定される。刃部9は、その先端の先端角(先端刃部4の先端角) α を 120° 、すくい角 β を 20° 、逃げ角 γ を 10° に設定した。

【0011】また、穿孔用ドリル1は、その長手方向に沿って、しかも保持部2から刃部9にわたって注水用の貫通孔8が形成されている。この貫通孔8の一方の開口は刃部9の所定の位置に設けられており、貫通孔8の他方の開口から冷却水を注水してこの冷却水を刃部9から放出することができる。これにより、穿孔時の発熱を抑制することができる。なお、本実施例のように貫通孔を持たない場合は、外部から冷却水を注水することで発熱を抑えることが可能である。さらに、穿孔用ドリル1は、刃部9の先端から所定の距離離れた位置に深さ指定用溝7が形成されており、穿孔するときの孔の深さを計る目安とされる。この深さ指定用溝7の位置は、イン

プラントの埋植される深さに応じて設定される。また、この溝7は複数設けてもよい。先端刃部4および後端刃部3の刃先6および刃先5以外の側面11には、図3に示すように面取りが施されている。この面取りは、穿孔孔に対する損傷を防ぐ役割をはたしている。

【0012】次に、本実施例の穿孔用ドリルを用いて、顎骨を穿孔する過程について説明する。まず、インプラントを埋植する方向を設定するために、冷却水を貫通孔8に注水しながら、穿孔用ドリル1で深さ指定用溝7の深さまで穿孔する。この時、先端刃部4と後端刃部3の直径は異なるので、穿孔孔には段差が生じる。しかる後、図4に示すような穿孔用ドリル21でさらに穿孔する。

【0013】穿孔用ドリル21の刃部22は、螺旋状に形成されたとともにその直径が刃部全体にわたって一様となるように設定されている。つまり、図1に示す穿孔用ドリル1の先端刃部4のような直径の異なる刃部を有しない。刃部22の直径R1は2.6mmとである。この穿孔用ドリル21を用いて、穿孔用ドリル1の穿孔によって生じた前記段差をなくすように削りながら、深さ指定用溝7の深さまで穿孔する。穿孔の際は、貫通孔8に冷却水を注水しておく。なお、穿孔用ドリル21の刃部22は、先端角 α を 120° 、すくい角 β を 20° 、逃げ角 γ を 10° に設定してある。これらの角度は、埋植されるインプラントの形状に応じて孔(穿孔孔)とインプラントとの間に隙間が生じないように適当な範囲内で適宜設定することができる。また、刃部22の形状は、インプラントの形状によって段差等を付与してもよい。

【0014】なお、本実施例では歯科用インプラントを埋植する孔を穿孔する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、外科用インプラントを埋植するための孔を穿孔する際にも使用することができる。ところで、比較的に径の大きいインプラントを埋植する場合、穿孔する孔の径も大きくなる。このようなときは、穿孔する孔の径を徐々に広くしていくとよい。例えば、図1に示すような先端刃部と後端刃部とでその直径が異なる穿孔用ドリルを2本用意し、一方のドリル(第1ドリルとする)の大きい方の直径を他方のドリル(第2のドリルとする)の小さい方の直径と等しくなるように設定する。そして、まず、前記第1のドリルで穿孔し、次に第2のドリルで穿孔すると、回転振れが抑えられて操作性が向上するため精度よく穿孔できる。

【0015】

【発明の効果】本発明の穿孔用ドリルでは、穿孔作業による骨組織への過度の損傷や骨とドリルとの間の摩擦で生じる摩擦熱による骨組織の熱傷等が起こり難いため、骨組織の変質や壊死を防止できる。また、穿孔時のドリルの回転振れを抑えられるので操作性(作業性)が向上し、精度よく穿孔することが可能となる。そのため、イ

ンプラントの固定の成功率を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】は、本発明の一実施例の概略正面図である。

【図2】は、図1に示すドリルをC方向から見た矢視図である。

【図3】は、図1に示すドリルの断面図である。

【図4】は、本発明の一実施例の概略正面図である。

【主要部分の符号の説明】

1 穿孔用ドリル

2 保持部

3 後端刃部

4 先端刃部

5 刃先

6 刃先

7 深さ指定用溝

8 貫通孔

9 刃部

11 面取り

21 穿孔用ドリル

22 刃部

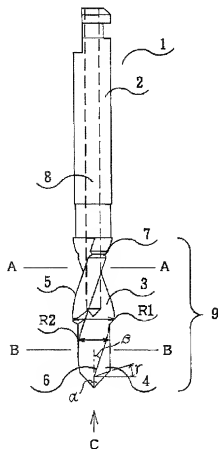
23 深さ指定用溝

10 α 先端角

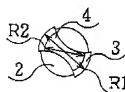
β すくい角

γ 逃げ角

【図1】



【図2】



【図3】



A-A断面図



B-B断面図

【図4】

